

POWERED BY **Dialog**

CONE BEAM CT DEVICE

Publication Number: 2000-217810 (JP 2000217810 A) , August 08, 2000

Inventors:

- BABA RIKA
- UEDA TAKESHI

Applicants

- HITACHI MEDICAL CORP

Application Number: 11-021647 (JP 9921647) , January 29, 1999

International Class:

- A61B-006/03

Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To eliminate movement of an object by splitting a radiosopic image into plural sets different from each other, and generating an X-ray tomographic image or a three-dimensional image according to the radiosopic image set with the maximum sharpness at every X-ray distributed image among radiosopic image images reconfigured in every set. **SOLUTION:** According to a control signal from a control collecting device 109, measurement of a radiosopic image is started, and a rotating device 108 is rotated. When the angle of rotation reaches a designated angle, an X-ray generator 101 radiates X-rays, and the transmitted X-rays are measured by a two-dimensional radiosopic image detecting device 102 to form an image. A control collecting device 109 collects the radiosopic image with an angle of rotation, that is, a projection angle of the rotating device 108 to be stored in a storing device. Subsequently, gamma correction, image distortion correction, logarithmic conversion, and correction for uneven sensitivity of a two-dimensional detector are made by a processing display device 110, and then a three-dimensional X-ray distribution image is formed and displayed. Thus, the movement of an object in the course of photographing can be eliminated. **COPYRIGHT:** (C)2000,JPO

JAPIO

© 2004 Japan Patent Information Organization. All rights reserved.
Dialog® File Number 347 Accession Number 6631996

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2000-217810
(P2000-217810A)

(43) 公開日 平成12年8月8日(2000.8.8)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テマコード [*] (参考)
A 6 1 B 6/03	3 2 1	A 6 1 B 6/03	3 2 1 Q 4 C 0 9 3
	3 2 3		3 2 3 D
	3 7 0		3 7 0 E

審査請求 未請求 請求項の数9 O L (全 17 頁)

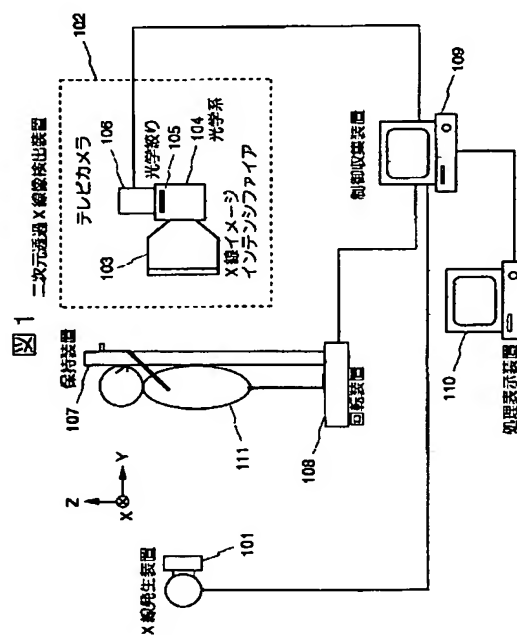
(21) 出願番号	特願平11-21647	(71) 出願人	000153498 株式会社日立メディコ 東京都千代田区内神田1丁目1番14号
(22) 出願日	平成11年1月29日(1999.1.29)	(72) 発明者	馬場 理香 東京都国分寺市東恋ヶ窪一丁目280番地 株式会社日立製作所中央研究所内
		(72) 発明者	植田 健 東京都千代田区内神田一丁目1番14号 株 式会社日立メディコ内
		(74) 代理人	100083552 弁理士 秋田 収喜 Fターム(参考) 4C093 AA22 BA01 CA08 FD09 FD13 FF42

(54) 【発明の名称】 コーンビームCT装置

(57) 【要約】

【課題】 撮影中における被写体の動きを検出し、除去することが可能なコーンビームCT装置を提供すること。

【解決手段】 被写体の周囲からX線を照射し撮影した前記被写体の透過X線像に基づいて、前記被写体のX線断層像又は／及び三次元X線像を生成し表示するコーンビームCT装置において、前記透過X線像を互いに相異なる複数組に分け、各組毎の透過X線像を再構成して得られたX線分布像毎の鮮鋭度を計算し、該鮮鋭度が最も大きい組の透過X線像に基づいて、前記被写体のX線断層像又は／及び三次元X線像を生成し表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被写体の周囲からX線を照射し撮影した前記被写体の透過X線像に基づいて、前記被写体のX線断層像又は／及び三次元X線像を生成し表示するコーンビームCT装置において、前記透過X線像を互いに異なる複数組に分け、各組毎の透過X線像を再構成して得られたX線分布像毎の鮮鋭度を計算し、該鮮鋭度が最も大きい組の透過X線像に基づいて、前記被写体のX線断層像又は／及び三次元X線像を生成し表示することを特徴とするコーンビームCT装置。

【請求項2】 放射状のX線を被写体に照射するX線源と該X線源に対向配置され被写体を透過したX線の透過X線像を撮影する撮像手段とを備える撮影系と、前記被写体を支持する支持手段と、前記撮影系を前記被写体の周囲に回転させる又は／及び前記被写体を回転させる回転手段と、前記透過X線像から前記被写体のX線分布像を生成する再構成手段と、前記透過X線像を前記回転手段の回転角に応じて分割する分割手段と、分割された各組の透過X線像から再構成されたX線分布像の鮮鋭度を計算する鮮鋭度演算手段とを具備し、前記分割手段が分割した各組毎の透過X線像から、前記鮮鋭度演算手段が各組毎のX線分布像毎の鮮鋭度を計算し、前記鮮鋭度の最も大きいX線分布像に対応する透過X線像の組から前記再構成手段が生成したX線分布像に基づいて、前記被写体のX線断層像又は／及び三次元X線像を生成し表示することを特徴とするコーンビームCT装置。

【請求項3】 請求項1もしくは2に記載のコーンビームCT装置において、ミッドプレーン上の透過X線像から生成されたX線分布像に基づいて、前記鮮鋭度を計算することを特徴とするコーンビームCT装置。

【請求項4】 請求項1乃至3の内の何れか1項に記載のコーンビームCT装置において、予め設定された領域の透過X線像から生成されたX線分布像に基づいて、前記鮮鋭度を計算することを特徴とするコーンビームCT装置。

【請求項5】 請求項1乃至4の内の何れか1項に記載のコーンビームCT装置において、前記透過X線像を撮影前半の組と撮影後半の組とに分割することを特徴とするコーンビームCT装置。

【請求項6】 請求項5に記載のコーンビームCT装置において、前記鮮鋭度が小さい側の透過X線像の組を2分して得られた透過X線像の組の中で、鮮鋭度が大きい側の透過X線像に連続して撮影された側の透過X線像の組を、鮮鋭度が大きい側の透過X線像の組と連結して得られた透過X線像の組を再構成して得られたX線分布像の鮮鋭度と、前記撮影前半と撮影後半との透過X線像の組の内

で、鮮鋭度が大きい側のX線分布像の鮮鋭度とを比較し、該鮮鋭度が大きい側の透過X線像の組に基づいて、前記被写体のX線断層像又は／及び三次元X線像を生成し表示することを特徴とするコーンビームCT装置。

【請求項7】 請求項1乃至6の内の何れか1項に記載のコーンビームCT装置において、撮影開始から所定数の透過X線像と、撮影終了前から所定数の透過X線像との差分画像における画素値の最大値と最小値との差に基づいて、前記被写体の動きの有無を判定することを特徴とするコーンビームCT装置。

【請求項8】 請求項1乃至6の内の何れか1項に記載のコーンビームCT装置において、撮影開始直後に撮影された透過X線像と、該透過X線像と同一の投影角で撮影された透過X線像の中で、撮影終了時期に最も近いあるいは一致する透過X線像との、差分画像あるいは対数差分画像における画素値の最大値と最小値との差が所定値よりも大きい場合に、前記被写体が撮影中に動いたものとみなすことを特徴とするコーンビームCT装置。

【請求項9】 請求項1乃至6の内の何れか1項に記載のコーンビームCT装置において、撮影開始直後に連続して撮影された所定数の透過X線像と、撮影終了直前に連続して撮影された所定数の透過X線像と、撮影開始直後に撮影された透過X線像と撮影終了直前に撮影された透過X線像とから、それぞれ隣接する投影角の透過X線像を対とした差分画像あるいは対数差分画像を比較し、前記撮影開始直後に撮影された透過X線像と前記撮影終了直前に撮影された透過X線像とから得られた差分画像あるいは対数差分画像における画素値の最大値と最小値との差が最も大きい場合に、前記被写体が撮影中に動いたものとみなすことを特徴とするコーンビームCT装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、コーンビームCT装置に関し、特に、二次元X線画像検出装置を用いて、高分解能の三次元X線像を得ることに適用して有効な技術に関するものである。

【0002】

【従来の技術】従来、X線を用いて被写体内部のX線吸収係数の分布を計測し、断層像を作成するX線CT装置があった。このX線CT装置では、対向配置されたX線源と1次元X線検出器とを被写体の全周に回転させながら被写体の透過X線像（投影データ）の撮影（計測）を行い、得られた投影データを再構成することにより断層像を得ていた。従来のX線CT装置を用いて三次元X線像を得る方法としては、多数の断層像を積み重ねる方法があった。しかし、多数の断層像を積み重ねる方法では、回転面に垂直な方向の解像度を回転面内の解像度と同等にするために、非常に長時間かつ多被曝の計測が必

要であった。

【0003】計測時間短縮と被曝低減のために、被写体を検出器の回転面に垂直な方向に移動しながらX線源と検出器を複数回にわたって回転し、計測を行うスパイラルスキャン法が開発された。しかし、スパイラルスキャン法を用いたX線CT装置では、計測時間を短縮するほど、回転面に垂直な方向の解像度が回転面内の解像度に比較して低下するという問題があった。

【0004】計測時間を短縮し、かつ回転面に垂直な方向の解像度を高くするために、二次元のX線検出器を用いるコーンビームX線CT装置が開発された。コーンビームX線CT装置は、放射状にX線を照射するX線源と二次元検出器とを対向配置した撮影系を被写体の全周に回転させながら計測を行っていた。コーンビームX線CT装置は、得られた投影データから三次元X線分布像を再構成し、該三次元X線分布像に対してボリュームレンダリング処理あるいは最大値投影処理等の画像処理を施すことによって、三次元X線分布像を三次元的な二次元像である三次元X線像に変換した後に表示装置に表示していた。

【0005】従来のコーンビームX線CT装置は、検出器に二次元検出器を用いる構成となっていたので、1回転分の計測で三次元X線分布像の再構成に必要なデータを得ることができた。また、従来のコーンビームX線CT装置は、検出器に二次元検出器を用いることによって、回転面に垂直な方向にも回転面内と同一ボクセル分解能を持つ三次元X線像を得ることができた。

【0006】撮影系を被写体の周囲に回転させるコーンビームX線CT装置に対して、システムを簡素化させたコーンビームX線CT装置として、被写体を回転させる被写体回転型のコーンビームX線CT装置があった。被写体回転型のコーンビームX線CT装置は、たとえば、「日本放射線技術学会第54回総会学術大会予稿集p.180」（以下、「文献1」と記す）に記載のものがあつた。文献1に記載の被写体回転型のコーンビームX線CT装置は、設置床面に垂直な軸の周りを回転する回転台上に被写体を固定する被写体保持台と、設置床面に対向配置されたX線源とX線検出器とからなる撮影系とから構成され、被写体保持台と共に回転台を回転させながら透過X線像の撮影すなわち投影データの計測を行う構成であった。

【0007】被写体回転型のコーンビームX線CT装置は、X線源とX線検出器を一体にして回転させるための大型ガントリーが不要となるので、X線源とX線検出器との位置が自由に設定でき、計測時の拡大率を変えることができた。また、被写体回転型のコーンビームX線CT装置は、X線検出器と被写体との位置関係を自由に設定できるので、検出器の視野が限定されている場合、被写体内の計測対象としたい部位を視野に入れることが容易にできた。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】本発明者は、前記従来技術を検討した結果、以下の問題点を見いだした。従来の被写体回転型のコーンビームX線CT装置では、被写体を被写体保持台に固定すると共に、回転台の回転を滑らかな回転運動とすることによって、計測中に被写体が移動しないようにしていた。しかしながら、被写体が回転運動により、計測中に移動しやすいという問題があった。

【0009】従来の被写体回転型のコーンビームX線CT装置を医療用を使用する場合には、被写体となる被検体の拘束時間を極力短くすることが望まれていた。すなわち、医療用の用途では、被写体となる被検体は疾病を抱えている場合が一般的であつた。このために、被検体は長時間同一の姿勢を保持することが困難であつた。

【0010】被検体の同一姿勢の保持期間すなわち計測に要する時間を短くするための方法として、被検体の回転速度を上げることが考えられる。しかし、被検体の1回転に要する時間が3～4秒以上必要であり、これより高速に被検体を回転した場合には、被検体は回転感に異常を感じるいわゆる目が回った状態になってしまうという問題があった。また、被検体を高速に回転させた場合には、被検体にかかる遠心力も回転速度の上昇と共に大きくなってしまふので、計測中に被検体が移動してしまうという問題があった。計測中に被検体が移動してしまうと、再構成によって生成された三次元X線分布像に「ぼけ」あるいは「ぶれ」が生じ、三次元X線像の画質が低下してしまうという問題があった。

【0011】本発明の目的は、撮影中における被写体の動きを検出し、除去することが可能なコーンビームCT装置を提供することにある。本発明の他の目的は、被写体の周囲から撮影したX線透過像から生成した三次元X線像の画質を向上することが可能なコーンビームCT装置を提供することにある。本発明の前記ならびにその他の目的と新規な特徴は、本明細書の記述及び添付図面によって明らかになるであろう。

【0012】

【課題を解決するための手段】本願において開示される発明のうち、代表的なものの概要を簡単に説明すれば、下記のとおりである。被写体の周囲からX線を照射し撮影した前記被写体の透過X線像に基づいて、前記被写体のX線断層像又は／及び三次元X線像を生成し表示するコーンビームCT装置において、前記透過X線像を互いに相異なる複数組に分け、各組毎の透過X線像を再構成して得られたX線分布像毎の鮮鋭度を計算し、該鮮鋭度が最も大きい組の透過X線像に基づいて、前記被写体のX線断層像又は／及び三次元X線像を生成し表示する。

【0013】前述した手段によれば、まず、透過X線像を互いに相異なる複数組に分け、各組毎の透過X線像を再構成して得られたX線分布像すなわちCT像毎の鮮鋭

度を計算する。次に、各X線分布像毎の鮮鋭度を比較することによって、表示画像であるX線断面像あるいは三次元X線像に生じるぼけの原因となる撮影中の被写体の動きを検出する。

【0014】すなわち、撮影中の被写体に動きが発生すると、再構成によって得られるX線断面像又は／及び三次元X線像にぼけが生じる。その結果、透過X線像の一部、特に、小さくかつ吸収係数が大きな部分において、コントラストが低下することが知られている。従って、本願発明では、複数組に分けた透過X線像毎の鮮鋭度を比較することによって、被写体の移動すなわち再構成時における基準座標に対して被写体が移動した透過X線像を含まない透過X線像の組を特定することができる。

【0015】次に、特定された鮮鋭度が最も大きい組の透過X線像から被写体のX線断面像又は／及び三次元X線像を生成し表示することによって、ぼけの原因となる撮影中における被写体の動きを含むX線分布像を除くことができるので、表示画像であるX線断面像又は／及び三次元X線像の画質を向上することができる。

【0016】

【発明の実施の形態】以下、本発明について、発明の実施の形態（実施例）とともに図面を参照して詳細に説明する。なお、発明の実施の形態を説明するための全図において、同一機能を有するものは同一符号を付け、その繰り返しの説明は省略する。

【0017】（実施の形態1）図1は、本発明の実施の形態1のコーンビームCT装置である被写体回転型コーンビームX線CT装置の概略構成を説明するための図である。実施の形態1の被写体回転型コーンビームX線CT装置は、X線発生装置（X線源）101、二次元透過X線像検出装置（撮像手段）102、保持装置（支持手段）107、回転装置（回転手段）108、制御収集装置109、及び処理表示装置110から構成される。ただし、制御収集装置109を除く他の構成は、公知のものを用いる。また、図1中に示すX、Y、Zは、それぞれX軸、Y軸、及びZ軸を示す。また、本願明細書中では、透過X線像の画素値、三次元X線分像のCT値、あるいは、表示画像（X線断面像あるいは三次元X線像もしくは二次元X線像）の画像レベル値等のコントラストを示す値を「鮮鋭度」と記す。

【0018】X線発生装置101は、放射状（円錐状又は角錐状等のいわゆるコーンビーム状）にX線を放射するX線管、X線フィルタ、X線コリメータ、及び図示しないX線管支持体等から構成される。X線管支持体はX線管をコーンビームCT装置を設置する床面の上空における所定位置に固定する。X線発生装置101は、回転装置108の回転に同期して所定の回転角毎にX線を照射する、いわゆるパルスX線モードのX線発生装置である。従って、実施の形態1の被写体回転型コーンビームCT装置では、計測期間中に連続してX線を照射する

いわゆる連続X線モードのX線発生装置に比べて、各フレームに於けるX線照射時間が短くなるので、X線照射時間内に於ける被写体111の移動量（回転量）も少なくできる。その結果、被写体111の回転により生じる画像のぼけが小さくなり、透過X線像の空間分解能を向上できる。ただし、X線発生装置101は、連続X線モードのX線発生装置でもよいことはいうまでもなく、連続X線発生モードのX線発生装置101を用いることによって、装置構成を簡単化できる。

【0019】二次元透過X線像検出装置102は、図示しない検出装置支持体、X線グリッド、X線イメージンテンシファイア（以下、「X線I. I.」と略記する）103、光学系104、光学絞り105、及びテレビカメラ106等から構成される。検出装置支持体は、二次元透過X線像検出装置102を床面の上空に於ける所定位置に保持する。また、図示しない検出装置支持体は、図示しない周知の直進移動台の移動台部分に設置され、検出器支持体の移動方向がX線発生装置101の焦点位置とX線I. I. 103の中心とを結ぶ直線と一致するように、直進移動台を床面に設置することにより、X線発生装置101と二次元透過X線像検出装置102との間の距離Lを任意に設定できる。従って、検者の指示に基づいて、間隔Lを大きくして、X線I. I. 103に入射するX線ビームをより平行ビームに近づけることができるので、再構成演算により得られるX線断面像、及び三次元X線像の解像度を向上できる。X線I. I. 103は、たとえば、16インチ型であり、視野モードは16、12、9、及び7インチの何れかを設定できる。また、テレビカメラ106は、最大で1024×1024画素出力が可能なCCDカメラを用いている。テレビカメラ106の画素数とフレームレートとの組み合わせは、512×512画素出力に対しては60 f（frame）／secであり、1024×1024画素出力に対しては30 f／secが標準である。以下に説明する撮影では、短時間に多くの透過X線像を撮影し被写体111の動きの影響を最小に抑える、512×512画素出力で60 f（frame）／secの標準撮影モードを使用する。

【0020】保持装置107は、被写体111を立位に保持するための周知の保持装置であり、回転装置108の回転面上に設置される。従って、実施の形態1では、回転装置108の回転軸を中心として、立位に保持したままの姿勢で被写体111を回転させることができる。回転装置108は、制御収集装置109からの回転制御信号に基づいて、連続回転をする周知の回転装置であり、床面に設置される。回転装置108には、上面側に設置された保持装置107の回転角度を計測し、制御収集装置109に出力する周知の回転角センサが設けられている。

【0021】制御収集装置109は、観察者から入力さ

れた撮影条件に基づいて、X線発生装置101からのX線照射を制御すると共に、X線I. 1. 103の視野モードの制御、光学絞り105の絞り値、テレビカメラ106の画素数とフレームレートとを制御する。また、制御収集装置109は図示しない回転角センサからの信号に基づいて、回転装置108の回転すなわち被写体111の回転を制御する。処理表示装置110は、制御収集装置109から出力された透過X線像を格納する格納手段、ガンマ補正、画像歪み補正、対数変換及び二次元検出器6の感度むら補正等の前処理を行う前処理手段、前処理後の透過X線像（投影データ）をもとに、被写体111の三次元的なX線吸収係数分布である三次元X線分布像を生成する再構成手段、各透過X線像から撮影中における被写体の動きを検出し除去する動き除去手段、三次元X線分布像に対して周知のボリュームレンダリング処理あるいは最大値投影処理等の画像処理を施し三次元X線分布像からX線断層像あるいは三次元的な二次元像である三次元X線像を生成する画像手段、及び、三次元X線像を表示する表示手段から構成される。

【0022】また、実施の形態1の被写体回転型コーンビームX線CT装置では、たとえば、X線発生装置101の焦点位置からX線I. 1. 103の入力面までの距離が1200（mm）、X線発生装置101の焦点位置から回転装置108の回転中心までの距離すなわちX線源の回転半径 r が800（mm）に設定されており、X線I. 1. 103が16インチ型（水平方向の画面サイズは400（mm））の場合の透過X線像の視野は、直径が約260（mm）の球形となる。

【0023】図2は実施の形態1の被写体回転型コーンビームX線CT装置における計測動作を説明するためのフローである。以下、図2に基づいて、実施の形態1の被写体回転型コーンビームX線CT装置の計測動作を説明する。ただし、以下の説明では、被写体111の全周分の透過X線像として、撮影系の1回転分の透過X線像の収集手順を説明する。

【0024】まず、観察者が被写体111を保持装置107に固定する（ステップ201）。次に、観察者が図示しない操作卓から計測の開始を指示すると、制御収集装置109からの制御信号に従って、透過X線像（投影データ）の計測が開始され、回転装置108が回転を開始する（ステップ202）。このとき、回転角センサから制御収集装置109に回転角度が出力される。

【0025】制御収集装置109は、回転装置108の回転角が所定の角度に達したことを検出した場合、X線発生装置101から直ちにX線を照射させる（ステップ203）。ただし、実施の形態1では、X線の照射はパルス状となる。X線発生装置101からのX線の照射と共に、制御収集装置109は二次元透過X線像検出装置102を制御して、被写体111を透過したX線を計測する（ステップ204）。すなわち、被写体111を透

過したX線は、まず、X線I. 1. 103で可視光像である透過X線像に変換される。透過X線像は、光学系104で平行光に変換された後に、光学絞り105で光束が調整される。光学絞り105を通過した透過X線像は、テレビカメラ106で電気信号に変換された後に、デジタル化された透視X線像である投影データとして制御収集装置109に出力される。制御収集装置109は、二次元透過X線像検出装置102で撮影された透過X線像を回転装置108の回転角すなわち投影角と共に収集し、図示しない格納装置に格納することによって、1枚分の透過X線像の撮影が終了する（ステップ205）。以上に説明したステップ203～ステップ205のX線照射、画像取得及び画像収集を所定の角度毎に行い、被写体111の全周分の透過X線像の撮影が終了する。

【0026】全周分の透過X線像の撮影（収集）が終了したならば、制御収集装置109は回転装置108の回転を終了させる（ステップ206）。この後、制御収集装置109は、図示しない格納手段に格納した全周分の透過X線像を処理表示装置110に転送する。処理表示装置110では、転送された透過X線像を当該処理表示装置110が有する図示しない格納手段に格納する（ステップ207）。処理表示装置110では、まず、前処理手段が各透過X線像のガンマ補正、画像歪み補正、対数変換及び二次元検出器6の感度むら補正等の前処理を行う。次に、動き除去手段が前処理後の透過X線像から、被写体111が動いた透過X線像の組を特定し、特定された透過X線像の組を最終的な三次元X線分布像を作成するための透過X線像の組から除く。再構成手段は、動き除去手段から指示された透過X線像に基づいて、三次元X線分布像を生成する（ステップ208）。

【0027】次に、処理表示装置110では、画像手段が、得られた三次元X線分布像から三次元X線像を生成し、該三次元X線像を処理表示装置110の表示画面上に表示させ、計測処理が終了となる（ステップ209）。ただし、以上の説明では、回転装置108の回転は連続としたが、所定の角度毎に停止させる構成でもよいことはいうまでもない。また、X線の照射は、回転装置108の回転期間中、連続で照射させる構成でもよい。

【0028】次に、図3に実施の形態1の動き除去手段のアルゴリズムを、図4に透過X線像の分割方法を説明するための図を示し、以下、図3及び図4に基づいて、実施の形態1の動き除去手段の動作を説明する。ただし、以下の説明では、図4に示すように、被写体111に設定した平面の内で、回転装置108の回転中心軸と直交する平面（以下、「ミッドプレーン（mid plane）」と記す）上に設定したX' 軸、Y' 軸に基づいて、X線発生装置101のX線焦点位置について説明する。また、実施の形態1の透過X線像の撮影は、回転

装置108の回転角が1.25度毎に行い、全周分では288枚の撮影を行うものである。

【0029】まず、透過X線像の中で、図4の(a)に①で示す範囲の透過X線像である計測前半のデータAを用いて、動き除去手段はミッドプレーンにおける再構成演算を行い、再構成像である断層像I(A)を求める(ステップ301)。次に、動き除去手段は、再構成像I(A)の中で、予め設定された着目領域(ROI)内の鮮鋭度S(I(A))を算出する(ステップ302)。

【0030】次に、動き除去手段は、図4の(a)に②で示す範囲の透過X線像である計測後半のデータBを用いて、ミッドプレーンにおける再構成処理を行い、再構成像I(B)を求める(ステップ303)。次に、動き除去手段は、再構成像I(B)の着目領域内の鮮鋭度S(I(B))を算出する(ステップ304)。

【0031】次に、動き除去手段は、鮮鋭度S(I(A))と鮮鋭度S(I(B))を比較する(ステップ305)。鮮鋭度S(I(A))が鮮鋭度S(I(B))よりも大きい場合には、動き除去手段は、再構成手段に計測前半のデータAを出力する。再構成手段は、計測前半のデータAを用いて3次元再構成演算を行い、生成された三次元X線分布像3DI(A)を画像手段に出力する(ステップ306)。

【0032】一方、鮮鋭度S(I(B))が鮮鋭度S(I(A))よりも大きい場合には、動き除去手段は、再構成手段に計測後半のデータBを出力する。動き除去手段から計測後半のデータBを受け取った再構成手段は、計測後半のデータBを用いて3次元再構成演算を行い、生成された三次元X線分布像3DI(B)を画像手段に出力する(ステップ307)。

【0033】三次元X線分布像を受け取った画像手段は、三次元X線分布像に対して周知のボリュームレンダリング処理あるいは最大値投影処理等の画像処理を施し三次元X線分布像から三次元的な二次元像である三次元X線像を生成し、表示画面上に三次元X線像を表示する。

【0034】以上説明したように、実施の形態1の被写体回転型コーンビームX線CT装置では、図4に示すように、動き除去手段は被写体111の周囲から撮影された透過X線像である全計測データを2組に分ける。次に、動き除去手段は2組に分けられた計測データを用いて、ミッドプレーン付近の断層像を再構成する。この後に、動き除去手段は断層像の中で予め設定された領域である注目領域内の鮮鋭度を比較することによって、被写体111の動きのないあるいは動きが少ない側の計測データの組を特定する。動き除去手段は、鮮鋭度の大きい側の再構成手段にデータを出力し、再構成手段が特定された計測データの組を用いて三次元X線分布像を生成する。ここで、画像手段が三次元X線像を生成し、処理表

示装置110の表示画面上に表示させるので、計測中の被写体111の動きを含むX線透過像を除去した高画質の三次元X線像を生成することができる。

【0035】このとき、本実施の形態1では、被写体111の動きを含む透過X線像の特定において、ミッドプレーン付近の断層像の生成を1回行うことによってできるので、被写体111の動きの検出に伴う演算負荷を軽減できる。従って、計測の終了から三次元X線像を得るために必要な時間を短縮することができる。その結果、診断効率を向上することができる。また、得られた三次元X線像は、被写体111の動きを含まないので、画質を向上できる。

【0036】(実施の形態2) 図5は本発明の実施の形態2の被写体回転型コーンビームX線CT装置における動き除去手段のアルゴリズムである。ただし、実施の形態2では、動き除去手段の動作以外は、実施の形態1の被写体回転型コーンビームX線CT装置と同様となるので、以下の説明では、動き除去手段の動作についてのみ説明する。実施の形態2では、ステップ501～ステップ505の処理は、実施の形態1の301～ステップ305の処理と同じとなるので、その説明は省略する。

【0037】ステップ505において、計測前半のデータAから得た断層像の鮮鋭度S(I(A))の方が大きい場合には、動き検出手段は後半計測データBの前半データと前半計測データAを合わせたデータC(図4の(b)に③で示す範囲の計測データ)を用いて、再度、ミッドプレーンにおける再構成処理を行い、再構成像I(C)を求める(ステップ506)。次に、動き除去手段は、再構成像I(C)の着目領域内の鮮鋭度S(I(C))を算出する(ステップ507)。次に、動き除去手段は、鮮鋭度S(I(A))と鮮鋭度S(I(C))とを比較する(ステップ508)。鮮鋭度S(I(C))が鮮鋭度S(I(A))よりも大きい場合には、動き除去手段は、再構成手段に計測データCを出力する。再構成手段は、計測データCを用いて3次元再構成演算を行い、生成された三次元X線分布像3DI(C)を画像手段に出力する(ステップ509)。ステップ508において、鮮鋭度S(I(A))が鮮鋭度S(I(C))よりも大きい場合には、動き除去手段は、再構成手段に計測前半のデータAを出力する。動き除去手段から計測前半のデータAを受け取った再構成手段は、計測前半のデータAを用いて3次元再構成演算を行い、生成された三次元X線分布像3DI(A)を画像手段に出力する(ステップ510)。

【0038】一方、ステップ505において、計測後半のデータBから得た断層像の鮮鋭度S(I(B))の方が鮮鋭度S(I(A))より大きい場合には、動き検出手段は前半計測データAの後半データと後半計測データBを合わせたデータD(図4の(c)に④で示す範囲の計測データ)を用いて、再度、ミッドプレーンにおける

再構成処理を行い、再構成像 I (D) を求める (ステップ 511)。次に、動き除去手段は、再構成像 I (D) の着目領域内での鮮鋭度 S (I (D)) を算出する (ステップ 512)。動き除去手段は、鮮鋭度 S (I (B)) と鮮鋭度 S (I (D)) とを比較する (ステップ 513)。鮮鋭度 S (I (D)) が鮮鋭度 S (I (B)) よりも大きい場合には、動き除去手段は、再構成手段に計測データ D を出力する。再構成手段は、計測データ D を用いて 3 次元再構成演算を行い、生成された 3 次元 X 線分布像 3DI (D) を画像手段に出力する (ステップ 514)。ステップ 513 において、鮮鋭度 S (I (B)) が鮮鋭度 S (I (D)) よりも大きい場合には、動き除去手段は、再構成手段に計測後半のデータ B を出力する。動き除去手段から計測後半のデータ B を受け取った再構成手段は、計測後半のデータ B を用いて 3 次元再構成演算を行い、生成された 3 次元 X 線分布像 3DI (B) を画像手段に出力する (ステップ 515)。

【0039】以上説明したように、実施の形態 2 の被写体回転型コーンビーム X 線 CT 装置では、実施の形態 1 と同様に、まずステップ 505 において二分した透過 X 線像から生成した断層像の鮮鋭度を比較することによって、被写体 111 の動きのないあるいは動きが少ない側の計測データの組を特定する。すなわち、全透過 X 線像を二分した計測データの前半側に被写体 111 の動きが生じたものであるか、計測データの後半側で生じたものであるかを特定する。

【0040】次に、被写体 111 の動きが生じた側の計測データをさらに 2 組に分割し、分割された後半側の計測データと、動きがないあるいは少ない側のデータとを合わせる。ここで、この合わせたデータと動きがないあるいは少ない側のデータとから、再度断層像を再構成し鮮鋭度を比較する。この比較によって、被写体 111 の動きが最初の 1/4 回転内に生じたものであるか、最後の 1/4 回転内に生じたものであるか、あるいは、中間である 2/4 ~ 3/4 回転内に生じたものであるかを特定し、被写体 111 の動きがないあるいは少ない側のデータから 3 次元 X 線像生成し表示させることによって、被写体 111 の動きが最初の 1/4 回転内に生じた場合、あるいは最後の 1/4 回転内に生じた場合には、3 次元 X 線分布像の生成に使用することができる計測データ数を増大させることができるので、実施の形態 1 の効果に加えて、実施の形態 1 よりも 3 次元分布 X 線像及び 3 次元 X 線像の画質を向上できる。すなわち、再構成に供されるデータ数を増加できるので、画像の S/N を向上できる。

【0041】なお、実施の形態 1、2 では、動き除去手段と再構成手段とを別々に構成する場合について説明したが、これに限定されることはなく、動き除去手段と再構成手段とを一体に構成してもよいことはいままでのな

い。動き除去手段と再構成手段とを一体に構成した場合には、ミッドプレーンの断層像を再構成する手段を 1 つにできるので、前述する効果に加えて、動き除去手段の構成を簡単化できるという効果がある。

【0042】(実施の形態 3) 図 6 は本発明の実施の形態 3 の被写体回転型コーンビーム X 線 CT 装置における動き除去手段のアルゴリズムである。ただし、実施の形態 3 では、動き除去手段と再構成手段とが一体に構成されている以外は、実施の形態 1 の被写体回転型コーンビーム X 線 CT 装置と同様となるので、以下の説明では、動き除去手段の動作についてのみ説明する。

【0043】まず、透過 X 線像の中で、計測前半のデータ A を用いて、動き除去手段は 3 次元再構成を行い、3 次元 X 線分布像である 3 次元再構成像 3DI (A) を求める (ステップ 601)。動き除去手段は、3 次元再構成像 3DI (A) の内で、予め設定された着目領域 (ROI) 内での鮮鋭度 S (3DI (A)) を算出する (ステップ 602)。

【0044】動き除去手段は、計測後半のデータ B を用いて、3 次元再構成を行い 3 次元再構成像 3DI (B) を求める (ステップ 603)。この後に、動き除去手段は、3 次元再構成像 3DI (B) の着目領域内での鮮鋭度 S (3DI (B)) を算出する (ステップ 604)。

【0045】次に、動き除去手段は、鮮鋭度 S (3DI (A)) と鮮鋭度 S (3DI (B)) とを比較する (ステップ 605)。鮮鋭度 S (3DI (A)) が鮮鋭度 S (3DI (B)) よりも大きい場合には、動き除去手段は、3 次元再構成像 3DI (A) を 3 次元 X 線分布像として、画像手段に出力する (ステップ 606)。

【0046】一方、鮮鋭度 S (3DI (B)) が鮮鋭度 S (3DI (A)) よりも大きい場合には、動き除去手段は、3 次元再構成像 3DI (B) を 3 次元 X 線分布像として、画像手段に出力する (ステップ 607)。

【0047】3 次元 X 線分布像を受け取った画像手段は、3 次元 X 線分布像に対して周知のボリュームレンダリング処理あるいは最大値投影処理等の画像処理を施し 3 次元 X 線分布像から三次元的な二次元像すなわち 3 次元 X 線像を生成し、表示画面上に 3 次元 X 線像を表示する。

【0048】以上説明したように、実施の形態 3 の被写体回転型コーンビーム X 線 CT 装置では、全透過 X 線像を 2 組に分割した後に、各組の透過 X 線像から 3 次元 X 線分布像を生成し、各 3 次元 X 線分布像の鮮鋭度を比較することによって、被写体 111 の動きがないあるいは被写体 111 の動きが少ない透過 X 線像の組を特定し、その透過 X 線像から生成された 3 次元 X 線分布像から 3 次元 X 線像を生成し表示するので、実施の形態 1 の効果に加えて、着目領域 (ROI) をミッドプレーン以外のスライスに容易に設定できるという効果がある。

【0049】また、着目領域をミッドプレーン以外のス

ライスに設定することができるので、たとえば、着目領域をtransaxial像(図1中のXY平面の像)、coronal像(図1中のXZ平面の像)、あるいは、sagittal像(図1中のYZ平面の像)の何れにも設定できる。さらには、着目領域を、三次元的に設定することもできるという効果がある。このように、本実施の形態3では、種々の形式で着目領域を容易に設定できるので、作業効率すなわち診断効率をさらに向上できるという効果もある。

【0050】(実施の形態4)図7は本発明の実施の形態4の被写体回転型コーンビームX線CT装置における動き除去手段のアルゴリズムである。ただし、実施の形態4では、動き除去手段と再構成手段とが一体に構成されている以外は、実施の形態3の被写体回転型コーンビームX線CT装置と同様となるので、以下の説明では、動き除去手段の動作についてのみ説明する。実施の形態4では、ステップ701～ステップ705の処理は、実施の形態3の601～ステップ605の処理と同じとなるので、その説明は省略する。

【0051】ステップ705において、計測前半のデータAから三次元再構成像の鮮鋭度S(3DI(A))の方が大きい場合には、動き検出手段は計測後半のデータBの前半データと計測前半のデータAを合わせたデータC(図4の(b)に③で示す範囲の計測データ)を用いて、再度、三次元再構成を行い三次元再構成像3DI(C)を求める(ステップ706)。次に、動き除去手段は、三次元再構成像3DI(C)の着目領域内での鮮鋭度S(3DI(C))を算出する(ステップ707)。

【0052】次に、動き除去手段は、鮮鋭度S(3DI(A))と鮮鋭度S(3DI(C))とを比較する(ステップ708)。鮮鋭度S(3DI(C))が鮮鋭度S(3DI(A))よりも大きい場合には、動き除去手段は、三次元X線分布像である三次元再構成像3DI(C)を画像手段に出力する(ステップ709)。ステップ708において、鮮鋭度S(3DI(A))が鮮鋭度S(3DI(C))よりも大きい場合には、動き除去手段は、三次元X線分布像3DI(A)を画像手段に出力する(ステップ710)。

【0053】一方、ステップ705において、計測後半のデータBから得た断層像の鮮鋭度S(3DI(B))の方が鮮鋭度S(3DI(A))より大きい場合には、動き検出手段は計測前半のデータAの後半データと計測後半のデータBを合わせたデータD(図4の(c)に④で示す範囲の計測データ)を用いて、再度、三次元再構成を行い、三次元再構成像3DI(D)を求める(ステップ711)。次に、動き除去手段は、三次元再構成像3DI(D)の着目領域内での鮮鋭度S(3DI(D))を算出する(ステップ712)。

【0054】次に、動き除去手段は、鮮鋭度S(3DI

(B))と鮮鋭度S(3DI(D))とを比較する(ステップ713)。鮮鋭度S(3DI(D))が鮮鋭度S(3DI(B))よりも大きい場合には、動き除去手段は、三次元X線分布像である三次元再構成像3DI

(D)を画像手段に出力する(ステップ714)。ステップ713において、鮮鋭度S(3DI(B))が鮮鋭度S(3DI(D))よりも大きい場合には、動き除去手段は、三次元X線分布像である三次元再構成像3DI(B)を画像手段に出力する(ステップ715)。

【0055】以上説明したように、実施の形態4の被写体回転型コーンビームX線CT装置では、実施の形態3と同様に、まずステップ705において2組に分けた透過X線像の組から被写体111の動きのないあるいは動きが少ない側の三次元X線分布像を特定する。すなわち、全透過X線像を二分した計測データの前半側に被写体111の動きが生じたものであるか、計測データの後半側で生じたものであるかを特定する。

【0056】次に、被写体111の動きが生じた側の計測データをさらに2組に分割し、分割された計測データの内動きがないあるいは少ない側のデータに連続する計測データと、動きがないあるいは少ないと判定された側の計測データとを合わせる。ここで、この合わせた計測データと動きがないあるいは少ない側のデータとからそれぞれ三次元再構成された三次元X線分布像の鮮鋭度を比較する。この比較によって、被写体111の動きが最初の1/4回転内に生じたものであるか、最後の1/4回転内に生じたものであるか、あるいは、中間である2/4～3/4回転内に生じたものであるかを特定し、被写体111の動きがないあるいは少ない側のデータから生成された三次元X線分布像に基づいて、三次元X線像を生成し表示させる。これによって、被写体111の動きが最初の1/4回転内に生じた場合、あるいは最後の1/4回転内に生じていた場合には、三次元X線分布像の生成に使用することができる計測データ数を増大させることができるので、実施の形態1、3の効果に加えて、実施の形態3よりも三次元分布X線像及び三次元X線像の画質を向上できる。

【0057】(実施の形態5)図8は本発明の実施の形態5の被写体回転型コーンビームX線CT装置における動き除去手段のアルゴリズムである。ただし、実施の形態5では、動き除去手段の動作以外は、実施の形態3、4の被写体回転型コーンビームX線CT装置と同様となるので、以下の説明では、動き除去手段の動作についてのみ説明する。

【0058】まず、透過X線像の中で、計測前半のデータAを用いて、動き除去手段は三次元再構成を行い、三次元X線分布像である三次元再構成像3DI(A)を求める(ステップ801)、得られた三次元再構成像を一時的に半導体メモリ等からなる図示しない周知の格納手段に格納する(ステップ802)。

【0059】次に、動き除去手段は、計測後半のデータBを用いて、三次元再構成を行い三次元再構成像3DI(B)を求め(ステップ803)、得られた三次元再構成像を一時的に格納手段に格納する(ステップ804)。

【0060】次に、動き除去手段は、格納手段に格納される三次元再構成像3DI(A)、3DI(B)を読み出し、三次元再構成像3DI(A)と三次元再構成像3DI(B)とを加算平均し、三次元再構成像3DI(A+B)を求める(ステップ805)。次に、動き除去手段は、三次元再構成像3DI(A)、3DI(B)、3DI(A+B)の鮮鋭度S(3DI(A))、S(3DI(B))、S(3DI(A+B))を求め、それぞれの鮮鋭度を比較する(ステップ806)。

【0061】鮮鋭度S(3DI(A))が鮮鋭度S(3DI(B))、S(3DI(A+B))よりも大きい場合には、動き除去手段は、三次元再構成像3DI(A)を三次元X線分布像として、画像手段に出力する(ステップ807)。鮮鋭度S(3DI(A+B))が鮮鋭度S(3DI(A))、S(3DI(B))よりも大きい場合には、動き除去手段は、三次元再構成像3DI(A+B)を三次元X線分布像として、画像手段に出力する(ステップ808)。さらには、鮮鋭度S(3DI(B))が鮮鋭度S(3DI(A))、S(3DI(A+B))よりも大きい場合には、動き除去手段は、三次元再構成像3DI(B)を三次元X線分布像として、画像手段に出力する(ステップ809)。

【0062】以上説明したように、実施の形態5の被写体回転型コーンビームX線CT装置では、被写体111の全周方向から撮影した透過X線像を2つの組に分割し、それぞれの組毎に三次元X線分布像を生成すると共に、各組の三次元X線分布像の加算平均し、それぞれの鮮鋭度を計算し比較することによって、最も鮮鋭度が高い三次元X線分布像を特定し、特定された三次元X線分布像から三次元X線像を生成することによって、比較的演算負荷が大きい三次元X線分布像を生成するための再構成演算回数を2回で済ますことができるので、透過X線像の計測終了すなわち画像生成開始から実際の三次元X線像の生成までの時間を短縮することができる。

【0063】(実施の形態6)図9は本発明の実施の形態6の被写体回転型コーンビームX線CT装置における動き除去手段のアルゴリズムである。ただし、実施の形態6では、動き除去手段の動作以外は、実施の形態1の被写体回転型コーンビームX線CT装置と同様となるので、以下の説明では、動き除去手段の動作についてのみ説明する。なお、図9は実施の形態2の動き除去手段に、データ領域の拡大と再構成とを繰り返す機能を付加した構成となっており、実施の形態4の被写体回転型コーンビームX線CT装置にも適用可能である。実施の形態6では、ステップ901～ステップ905の処理は、

実施の形態1の301～ステップ305の処理と同じとなるので、その説明は省略する。

【0064】ステップ905において、計測前半のデータAから得た断層像の鮮鋭度S(I(A))の方が大きい場合には、動き除去手段は前半計測データAに所定数の計測データ E_1 を加算する(ステップ906)。ただし、このときの所定数の計測データは、後半計測データBの中で、予め設定された数の計測データである。動き除去手段は、前半計測データAに所定数の計測データ E_1 を加算したデータ $A+E_1$ を用いて、再度、ミッドプレーンにおける再構成処理を行い、再構成像I($A+E_1$)を求める(ステップ907)。次に、動き除去手段は、再構成像I($A+E_1$)の注目領域内での鮮鋭度S(I($A+E_1$)))を算出する(ステップ908)。

【0065】次に、動き除去手段は、鮮鋭度S(I(A))と鮮鋭度S(I($A+E_1$)))とを比較し、鮮鋭度の増加率を調べる。その結果、鮮鋭度の増加率が予め設定された鮮鋭度の増加率である10よりも小さい場合には、動き除去手段は、再構成手段に計測データCを出力する。再構成手段は、計測データCを用いて3次元再構成演算を行い、生成された三次元X線分布像3DI(C)を画像手段に出力する(ステップ909)。

【0066】一方、ステップ909において、鮮鋭度の増加率が予め設定された鮮鋭度の増加率である10よりも大きい場合には、データ $A+E_1$ に所定数の計測データ E_2 を加算し(ステップ910)、再度、ステップ907に進み鮮鋭度の増加率を調べる。

【0067】一方、前述するステップ905において、計測後半のデータBから得た断層像の鮮鋭度S(I(B))の方が大きい場合には、動き検出手段は計測後半データBに所定数の計測データ F_1 を加算する(ステップ912)。以降、前述のステップ907～ステップ910と同様の処理を行う。すなわち、鮮鋭度の増加率が予め設定された鮮鋭度の増加率よりも小さくなるまで、ステップ913～ステップ916までのミッドプレーン付近の再構成、再構成像のROI内鮮鋭度の算出、鮮鋭度の増加率の判定、及び、所定数の計測データ F_1 、 F_2 …の加算を繰り返す。

【0068】以上説明したように、実施の形態6の被写体回転型コーンビームX線CT装置では、データ領域を拡大、拡大されたデータ領域の再構成を行い、鮮鋭度を算出する。算出された鮮鋭度を、拡大前のデータ領域での再構成像に対して算出した鮮鋭度と比較する。鮮鋭度の増加率が所定の値より大きい場合には、再度、データ領域を拡大し鮮鋭度の算出を行う。以上のデータ領域を拡大した再構成像とその再構成像からこれらの処理を繰り返し、鮮鋭度の増加率が所定の値より小さくなったところで、データ領域の拡大を終了するので、より良い画質を追求することができる。

【0069】なお、以上の説明では、実施の形態2の被

写体回転型コーンビームX線CT装置における鮮鋭度の増加率を10%としたが、これに限定されることはない。鮮鋭度の増加率の設定は、予め設定しておいてもよいが、術者が任意に設定できるように操作卓に設定スイッチを設けることによって、術者の好みに応じた3D再構成像を得ることができる。

【0070】また、実施の形態2, 4, 6の被写体回転型コーンビームX線CT装置では、データ領域の拡大を行う。ここで、データ領域の拡大法は様々な考えられる。実施の形態では、鮮鋭度の高いデータ領域に、鮮鋭度の低いデータ領域のうち鮮鋭度の高いデータ領域に近い領域を半分だけ加えている。加える量は半分に限らず、被写体が動いた可能性に合わせて変化させることも考えられる。さらには、実施の形態1, 2と同様に、動き除去手段と再構成手段とを一体に構成してもよいことはいふまでもない。

【0071】（実施の形態7）図10は本発明の実施の形態7の被写体回転型コーンビームX線CT装置の概略構成を説明するための図である。実施の形態7では、全透過X線像の中で、重複した投影角で撮影された透過X線像に基づいて、撮影中での被写体111の動き（移動）を検出する動き検出手段以外は、実施の形態1～6の被写体回転型コーンビームX線CT装置と同様となるので、以下の説明では、動き検出手段の動作についてのみ説明する。

【0072】まず、動き検出手段は、所定の位置Aで計測された画像Aと位置Bで計測された画像Bの間で比較を行い、被写体の動きを検出する（ステップ1001）。次に、動き検出手段は、動きの有無を判定する（ステップ1002）。ただし、動きの検出および判定の詳細については後述する。ステップ1002において、動き検出手段が被写体の動きがないと判定した場合には、3次元再構成処理に入る（ステップ1003）。一方、動きがあると判定した場合には、前述した実施の形態1～6に示す補正処理に入る（ステップ1004）。

【0073】このように、実施の形態7の被写体回転型コーンビームX線CT装置では、計測画像において動き検出手段が動きを検出した場合のみ、動きを除去するための補正処理に入るので、動きがない場合の演算量が少なくて済む。その結果、診断効率をさらに向上させることができる。

【0074】次に、動き検出手段における動きの検出方法について説明する。画像計測開始角度Aと画像計測終了角度Bを一致させる、あるいは、開始角度Aよりも終了角度Bを大きくすることにより、ある角度で重複して画像を計測する。ここで、角度Aで計測された画像を計測画像Aとし、角度Bで計測された画像を計測画像Bとする。

【0075】（第1の方法）図11は、動き検出の第1

の方法を説明するための図である。ただし、第1の方法は、所定の角度で重複して計測された画像がある場合に適用可能である。まず、関心領域（ROI）の設定を行う（ステップ1101）。この後、関心領域（ROI）において、重複して計測された画像（重複計測画像）Aと画像Bとを特定する（ステップ1102, 1103）。この重複計測画像A, Bの間で、差分画像Cを生成する（ステップ1104）。ただし、差分画像Cの生成法は、重複計測画像Aの画素値から重複計測画像Bの対応する位置の画素値を減算することによって計算される。次に、差分画像Cにおいて、値の範囲を求める（ステップ1105）。ただし、「値の範囲」は、差分画像C中の最大値と最小値との差で定義する。値の範囲が所定の値より大きいかな否かを判定し（ステップ1106）、値の範囲の方が所定の値よりも大きい場合には、被写体111に動きがあったと判定する（ステップ1107）。一方、ステップ1106において、値の範囲の方が所定の値よりも小さい場合には、被写体111に動きがなかったと判定する（ステップ1108）。ただし、所定の値とは、例えば、差分前の画像の最大画素値の2%とする。以上説明したように、動き検出の第1の方法では、画素値の差分演算すなわち減算という簡単な演算で動き検出が可能であるという特長をもつ。その結果、被写体111の動きの検出に要する時間を短縮することができるので、診断効率をさらに向上できる。この第1の方法は、重複計測画像Aと重複計測画像Bの計測条件が等しく、かつ、画像検出装置の応答が早い場合に好適である。具体的には、図1に示した装置では、計測条件とは、テレビカメラに入射する光量を調節するために光学系の内部にある光学絞りの開口面積やX線量などを示し、画像検出装置の応答とは、テレビカメラの蓄積電荷の読み出し特性の立上りを示す。

【0076】（第2の方法）図12は動き検出の第2の方法を説明するための図である。ただし、第2の方法は、前述した第1の方法と同様に、所定の角度で重複して計測された画像がある場合に適用可能である。図12から明らかなように、動き検出の第2の方法は、ステップ1203及びステップ1205における、重複計測画像A, Bの対数変換のみが異なり、他は第1の方法と同じとなる。すなわち、ステップ1202とステップ1204とで特定された重複計測画像A, Bとをそれぞれ対数変換し、重複計測画像Aの対数画像A*と重複計測画像Bの対数画像B*とを得る。対数画像A*と対数画像B*との間で差分をとり、対数差分画像C*を生成する。次に、対数差分画像C*の範囲を算出し、範囲が所定の値より大きい場合には、動きがあったと判定するので、第1の方法と同様に、簡単な演算で動き検出が可能であるという特長をもつ。さらには、第2の方法は、重複計測画像Aと重複計測画像Bとの計測時に、光学絞りおよび線量に変化した場合でも、信頼性の高い動き検出

が可能であるという特長をもつ。または、テレビカメラの立ち上がり遅い場合でも、信頼性の高い動き検出が可能であるという特長をもつ。

【0077】（第3の方法）図13は動き検出の第3の方法を説明するための図である。ただし、第3の方法は、重複して計測された画像がない場合にも適用可能である。また、以下の説明では、所定の枚数の計測画像が3枚の場合について説明する。よって、第3の方法では、計測画像をA, B, C, ..., D, E, Fとする。まず、関心領域（ROI）の設定を行う（ステップ1301）。この後、関心領域（ROI）において、回転撮影開始直後と終了直前との所定枚数の画像すなわち計測画像A, B, C, D, E, Fを特定する（ステップ1302）。次に、連続する2枚の画像間の差分画像を生成する（ステップ1303）。すなわち、計測画像Bと計測画像Aとの差分画像、計測画像Cと計測画像Bとの差分画像、計測画像Eと計測画像Dとの差分画像、計測画像Fと計測画像Dとの差分画像、及び計測画像Aと計測画像Fとの差分画像Nをそれぞれ求める。次に、それぞれの差分画像での値の範囲を算出する（ステップ1304）。ただし、第3の方法における「値の範囲」は、前述した第1, 2の方法での「値の範囲」と同様に、差分画像中の最大値と最小値との差で定義する。次に、回転撮影開始直後の計測画像Aと終了直前の計測画像Fとの差分画像の値の範囲Nが、その他の差分画像の値の範囲に比較して最大であるかを判定する（ステップ1305）。ステップ1305において、差分画像の値の範囲Nが、その他の差分画像の値の範囲に比較して最大の場合には、撮影中に被写体の動きがあったものと判定する（ステップ1306）。それ以外の場合には、撮影中の被写体の動きはなかったものとして判定する（ステップ1307）。以上説明したように、第3の方法では、隣接する角度の計測画像の相違を比較することにより、重複投影がなくても簡単な演算で動き検出が可能であるという特長がある。また、第3の方法は、光学絞りおよび線量が一定であり、かつ、テレビカメラの立ち上がりが早い場合に好適である。

【0078】（第4の方法）図14は動き検出の第4の方法を説明するための図である。ただし、第4の方法は、前述した第3の方法と同様に、重複して計測された画像がない場合にも適用可能である。図14から明らかなように、動き検出の第4の方法は、ステップ1403における計測画像A, B, C, D, E, Fの対数変換のみが異なり、他は第3の方法と同じとなる。すなわち、ステップ1403で回転撮影開始直後と終了直前との所定枚数の計測画像A, B, C, D, E, Fに対して、それぞれ対数変換を行い対数画像を得る。次に、得られた対数画像の内で連続する2枚の画像間の差分画像を生成し（ステップ1404）、それぞれの差分画像での値の範囲を算出する（ステップ1405）。この後、計測画

像Aの対数画像と計測画像Fの対数画像との差分画像の値の範囲Nが、その他の対数画像の差分画像の値の範囲に比較して最大であるかを判定することによって（ステップ1406）、撮影中における被写体の動きを検出するので、第3の方法と同様に、重複投影がなくても簡単な演算で動き検出が可能であるという特長がある。また、第4の方法は、光学絞りおよび線量に変化する場合でも、信頼性の高い動き検出が可能であるという特長をもつ。さらには、テレビカメラの立ち上がり遅い場合でも、信頼性の高い動き検出が可能であるという特長をもつ。

【0079】前述した第1～4の方法において、動きの検出を容易にするために、被写体にマーカーを取り付けることも考えられる。マーカーには、X線吸収率の高い物質を用いる。具体的にはマーカーは、タングステン製やステンレス製の円盤、球、板、棒などである。

【0080】なお、本実施の形態では、被写体の透過X線像として被写体の1回転分の投影データから被写体の三次元X線分布像を再構成することとしたが、これに限定されることはなく、1回転分以上の透過X線像を撮影した場合には、その透過データを2以上の組に分割することによって本願発明を適用できることはいうまでもない。

【0081】また、本実施の形態では、撮像手段としてX線1, 103、光学系104及びテレビカメラ106からなる二次元透過X線像検出装置を用いる場合について説明したが、これに限定されることはなく、たとえば、蛍光板と2次元フォトダイオードアレイとから構成される検出器、蛍光板とテレビカメラとから構成される検出器、あるいは、2次元薄膜トランジスタ（TFT）あるいはCMOS）配列から構成される半導体検出器等を用いてもよいことはいうまでもない。

【0082】また、二次元透過X線像検出装置102の素子配列は二次元配列としたが、これに限定されることはなく、たとえば、1次元配列の検出器でもよいことはいうまでもない。また、本実施の形態では、被写体111の設置状態は立位であるが、座位、あるいは保持装置ごと傾斜させた状態等の何れの設置状態でもよいことはいうまでもない。

【0083】また、本実施の形態では、床面上に対向配置されたX線発生装置101と二次元透過X線像検出装置102との間に被写体111を回転可能に設置する構成としたが、これに限定されることはなく、たとえば、対向配置されたX線発生装置101と二次元透過X線像検出装置102とからなる撮影系を回転可能な回転板に固定し、回転板を回転させることによって床面に対して固定された被写体111の周囲に撮影系を回転させ被写体111の周囲から透過X線像を撮影する構成としてもよいことはいうまでもない。さらには、被写体111を回転させると共に撮影系を回転させる構成としてもよい

ことはいうまでもない。

【0084】また、本実施の形態では、被写体111を回転装置108で回転させるのみとしたが、これに限定されることはなく、たとえば、回転装置108に移動機構を設けることにより回転装置108の回転に伴って移動機構を移動させ、被写体111に設定した計測対象部位を二次元透過X線像検出装置102の計測可能視野内に入れる構成としてもよいことはいうまでもない。

【0085】また、本実施の形態では、最初に行う再構成処理のデータ領域を計測前半データと計測後半データの2つとしたが、このデータ領域の取り方は様々に考えられる。例えば、第1のデータ領域を全体の3/4のデータとし、残りのデータを第2のデータ領域とすることできる。また例えば、計測データを4分割し、4つのデータ領域に対して処理を開始することもできる。

【0086】さらには、本発明は、人体等の生物一般のX線画像を撮影する医療用のコンビームCT装置、及び、航空荷物等のX線画像を撮影するX線荷物検査装置の何れにも適用可能なことはいうまでもない。X線荷物検査装置に本発明を適用して、撮影中の荷物を容易に検出し除去することができるので、内容物の移動に伴うアーチファクトの発生を防止でき、航空荷物等のX線画像の画質を向上できる。

【0087】以上、本発明者によってなされた発明を、前記発明の実施の形態に基づき具体的に説明したが、本発明は、前記発明の実施の形態に限定されるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々変更可能であることは勿論である。

【0088】

【発明の効果】本願において開示される発明のうち代表的なものによって得られる効果を簡単に説明すれば、下記の通りである。

(1) 撮影中における被写体の動きを検出し、容易に除去することができる。

(2) 被写体の周囲から撮影したX線透過像から生成した三次元X線像の画質を向上できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の実施の形態1のコンビームCT装置である被写体回転型コンビームX線CT装置の概略構成を説明するための図である。

【図2】実施の形態1の被写体回転型コンビームX線CT装置における計測動作を説明するためのフローであ

る。

【図3】実施の形態1の動き除去手段のアルゴリズムを説明するための図である。

【図4】実施の形態1の動き除去手段中の分割手段における透過X線像の分割方法を説明するための図である。

【図5】本発明の実施の形態2の被写体回転型コンビームX線CT装置における動き除去手段のアルゴリズムである。

【図6】本発明の実施の形態3の被写体回転型コンビームX線CT装置における動き除去手段のアルゴリズムである。

【図7】本発明の実施の形態4の被写体回転型コンビームX線CT装置における動き除去手段のアルゴリズムである。

【図8】本発明の実施の形態5の被写体回転型コンビームX線CT装置における動き除去手段のアルゴリズムである。

【図9】本発明の実施の形態6の被写体回転型コンビームX線CT装置における動き除去手段のアルゴリズムである。

【図10】本発明の実施の形態7の被写体回転型コンビームX線CT装置の概略構成を説明するための図である。

【図11】本発明の実施の形態7の被写体回転型コンビームX線CT装置の動き検出の第1の方法を説明するための図である。

【図12】本発明の実施の形態7の被写体回転型コンビームX線CT装置の動き検出の第2の方法を説明するための図である。

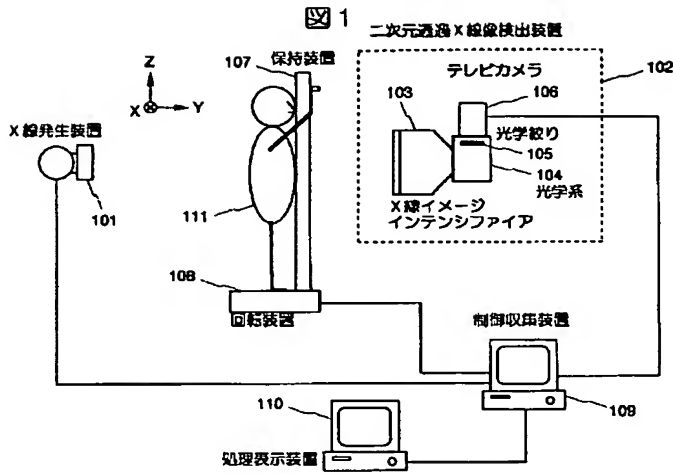
【図13】本発明の実施の形態7の被写体回転型コンビームX線CT装置の動き検出の第3の方法を説明するための図である。

【図14】本発明の実施の形態7の被写体回転型コンビームX線CT装置の動き検出の第4の方法を説明するための図である。

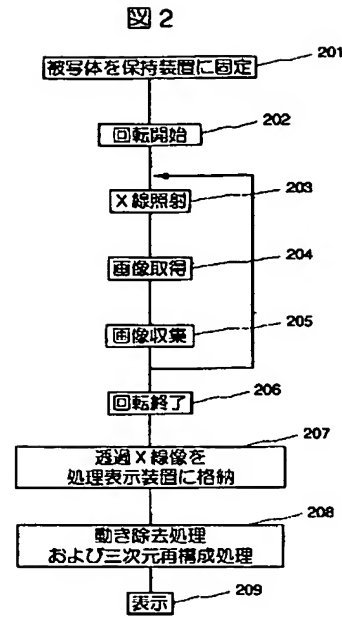
【符号の説明】

101…X線発生装置、102…二次元透過X線像検出装置、103…X線イメージインテンシファイア、104…光学系、105…光学絞り、106…テレビカメラ、107…保持装置、108…回転装置、109…制御収集装置、110…処理表示装置、111…被写体。

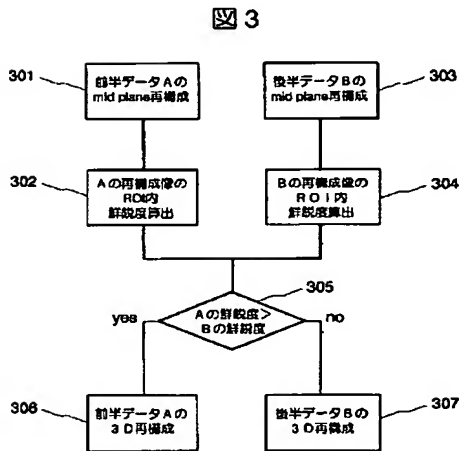
【図 1】



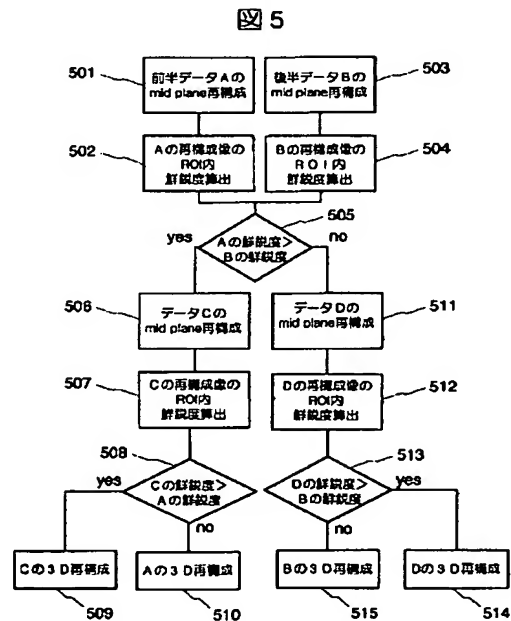
【図 2】



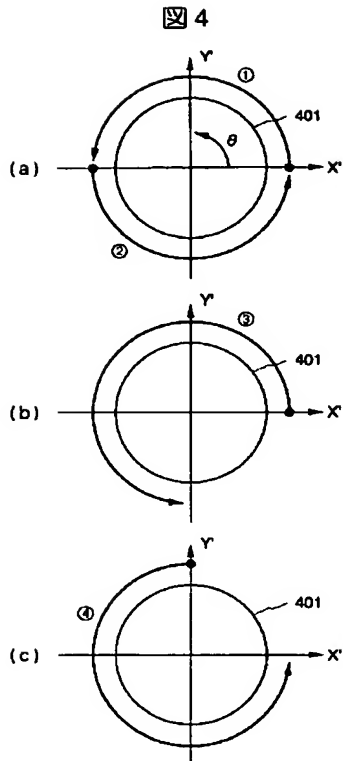
【図 3】



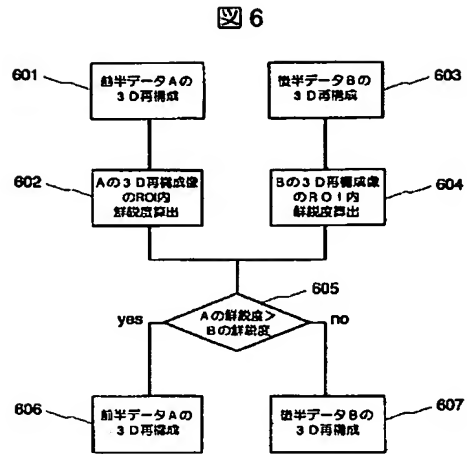
【図 5】



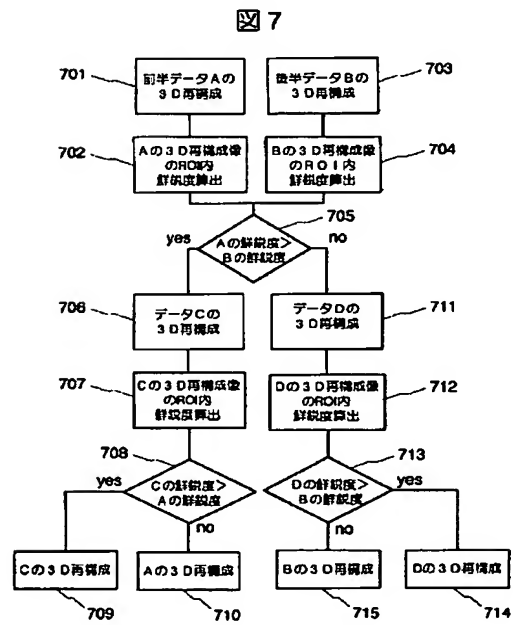
【図4】



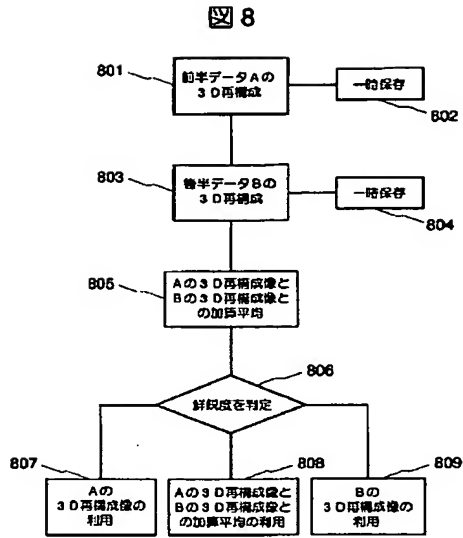
【図6】



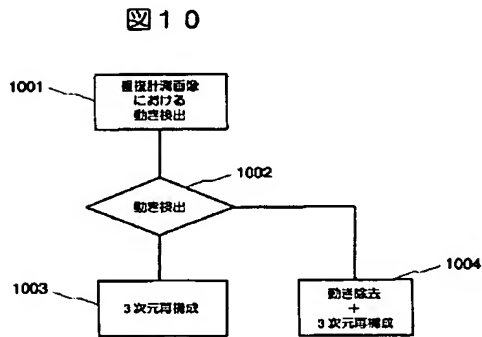
【図7】



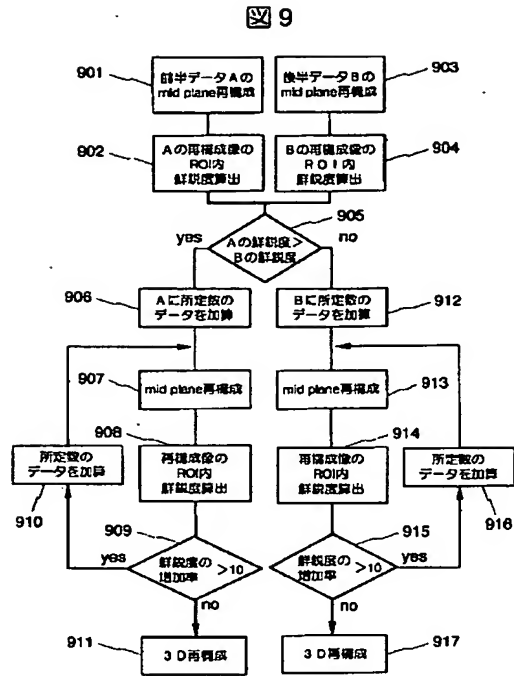
【図 8】



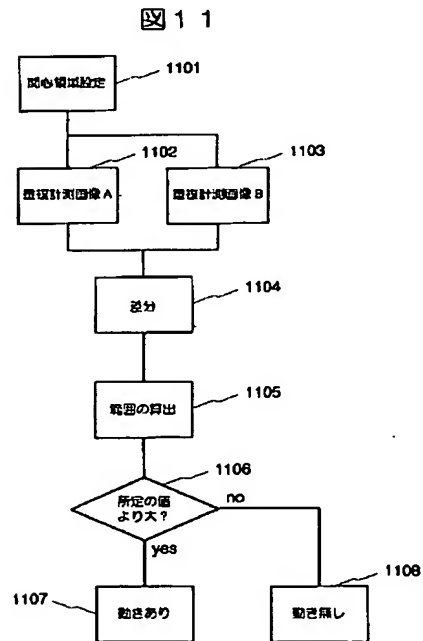
【図 10】



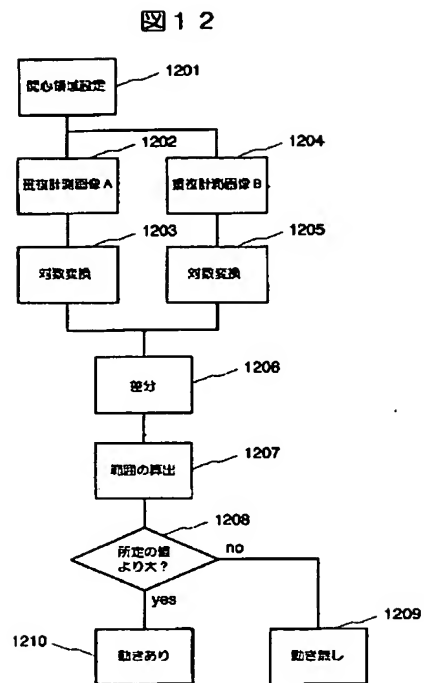
【図 9】



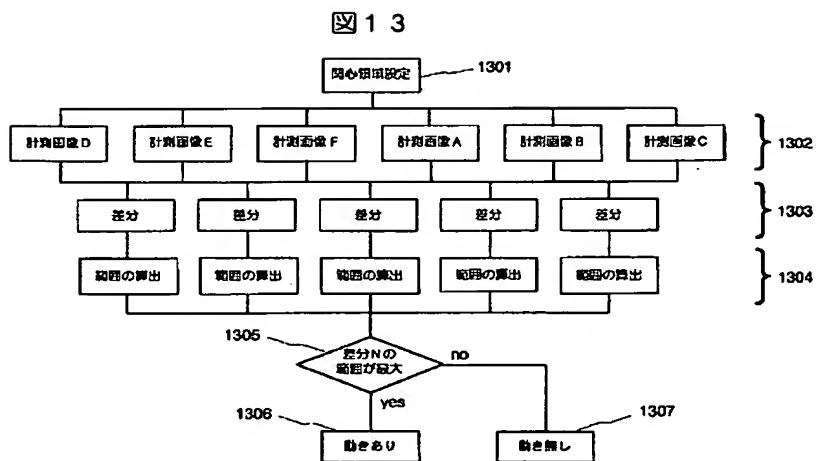
【図 11】



【図12】



【図13】



【図 14】

